

This Page Is Inserted by IFW Operations  
and is not a part of the Official Record

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

As rescanning documents *will not* correct images,  
please do not report the images to the  
Image Problem Mailbox.

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

DIALOG(R) File 351:Derwent WPI  
(c) 2002 Derwent Info Ltd. All rts. reserv.

007637081      \*\*Image available\*\*  
WPI Acc No: 1988-271013/198838  
XRPX Acc No: N88-205791

**Prosthesis with joint between foot and lower leg - consists of joint  
braked and allowing relative movement of foot and lower leg with  
increasing resistance from cushioning pads**

Patent Assignee: LJUNGBLAD Y (LJUN-I)  
Number of Countries: 015    Number of Patents: 008  
Abstract (Basic): WO 8806431 A

The prosthesis foot and a connecting lower leg are mutually combined by a joint (27). The joint allows relative movement between the prosthesis foot and the lower leg with increasing resistance from cushioning pads (41,42) on both sides of the joint.

The joint is damped by an adjustable force adapted to the weight of the prosthesis foot before contact with any of the cushioning pads.

USE/ADVANTAGE - Foot prosthesis or leg prosthesis serving as biological foot as regards walking freedom on plane ground, in descent and ascent or stairs, and does not cause wear of sound knee, hip joints.

Dwg.2/3

Title Terms: PROSTHESIS; JOINT; FOOT; LOWER; LEG; CONSIST; JOINT; BRAKE;  
ALLOW; RELATIVE; MOVEMENT; FOOT; LOWER; LEG; INCREASE; RESISTANCE;  
CUSHION; PAD

Derwent Class: P32

International Patent Class (Additional): A61F-002/66

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

SVERIGE

(19) SE

(12) UTLÄGGNINGSSKRIFT

[B] (21) 8700791-0

(51) Internationell klass <sup>4</sup> A61F 2/66

PATENTVERKET

(44) Ansökan utlagd och utläggningskriften publicerad

88-09-12

(41) Ansökan allmänt tillgänglig

88-08-26

(22) Patentansökan inkom

87-02-25

(24) Löpdag

87-02-25

(62) Stamansökans nummer

(86) Internationell ingivningsdag

(86) Ingivningsdag för ansökan om europeiskt patent

(30) Prioritetsuppgifter

(11) Publiceringsnummer

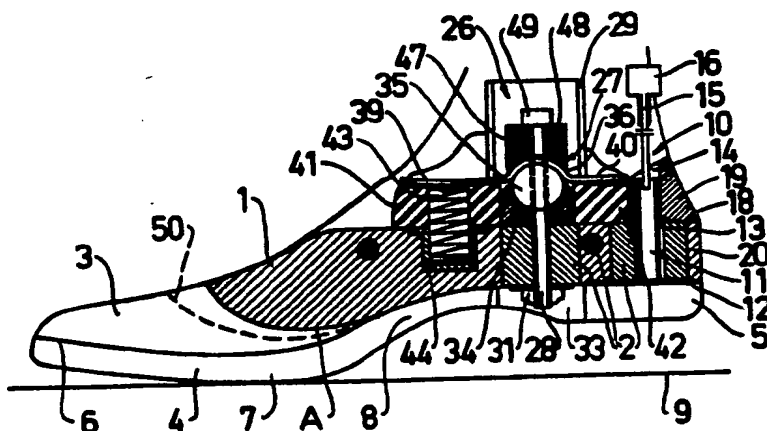
456 134

Ansökan inkommen som:

☒ svensk patentansökan☐ fullföljd internationell patentansökan med nummer☐ omvandlad europeisk patentansökan med nummer

- (71) Sökande Yngve Ljungblad, Ringvägen 84 902 54 Umeå SE  
 (72) Uppfinnare Sök  
 (74) Ombud AB Stockholms patentbyrå  
 (54) Benämning Ledanordning vid en fotprotes  
 (56) Anförda publikationer: FR 711 480(A61F 1/08), US 1 572 319(3:32), US 2 066 599 (3:32), US 2 183 076(3:32), US 2 439 195(3:32)  
 (57) Sammandrag:

Anordning vid en protes, vid vilken protesfot och underben är inbördes förenade genom en led som tillåter relativrörelse mellan protesfoten och underbenet under tilltagande motstånd från åtminstone på ömse sidor om leden anordnade dämpningsorgan. För att förbättra dylika fotprotesers gångbarhet är leden (27) även före ingripande kontakt med något av de nämnda på ömse sidor om leden (27) befintliga dämpningsorganen (41,42) bromsad med en reglerbar och åtminstone till protesbärarens vikt anpassad kraft.



DB 647289

Föreliggande uppfinning hänför sig till en anordning vid en protes, vid vilken protes fot och underben är inbördes förbundna genom en led som tillåter relativrörelser mellan protesfoten och underbenet under motstånd av åtminstone på ömse sidor om leden anordnade, elastiska dämpningsorgan.

5 Många försök har gjorts att åstadkomma ben- eller fotproteser med en protesfot som i största möjliga utsträckning fungerar som den biologiska foten vad gäller rörelsemöjligheter och -mönster och känslan av erforderlig stadga och upplevs som en sådan under  
10 gång inte enbart på plan mark utan även i med- och motlut. Dessa försök har emellertid icke givit tillfredsställande resultat utan fortfarande kvarstår i viss omfattning nämnda problem som således har visat sig vara synnerligen svåra att lösa slutgiltigt. Därom vittnar även den omfattande patentlitteraturen som finns  
15 tillgänglig inom ifrågavarande område och som visar en mängd förslag till olika lösningar.

Vanligtvis bygger dessa kända lösningar på användandet av en ledaxel som är anordnad i fotens tvärriktning och på vilken är anordnat ett sfäriskt kullager som ger ledbarhet i väsentligen  
20 alla riktningar. Med denna typ av ledkonstruktion uppnås emellertid icke erforderlig stadga inte ens med användandet av såväl framför som bakom ledaxeln anordnade dämpningskuddar av gummi eller liknande material, varför denna typ av protesfot är mycket besvärlig att gå med till och med på plant underlag och i det närmaste  
25 omöjlig att gå med i med- och motlut och uppför och nedför. trappor.

För att uppnå rörelse i alla riktningar för en fotprotes i förhållande till protesunderbenet är det även förut känt att utforma fotprotesen som en ihålig, sammanhängande kärna som i  
30 sig skall bilda ett ledsystem och som utan elastiska eller ledade element är stumt anslutet till en benprotesadapter, varvid de under gång önskade led- och stödfunktionerna skall i huvudsak åstadkommas genom direkt kontakt mellan den styrande benprotesadaptern och fotens ihåliga kärna. Detta innebär emellertid stora  
35 påfrestningar på materialet i fotprotesens kärna och för att uppnå eftersträvad ledfunktion måste kärnans väggar vara förhållandevis tunna och därmed finns i denna proteskonstruktion inbyggt ett motsatsförhållande mellan erforderlig hållfasthet för statiska påkänningar och ledbarhet som inte går att förena  
40 i hittills kända material utan risk för haveri i en eller annan

form. Såvitt bekant är har därför denna kända konstruktion inte fått någon praktisk användning.

De flesta av de kända fotproteserna har vidare den nackdelen att de ofta ger förslitningar i friska knä- och höftleder samt  
5 har en inbyggd obalans som gör det svårare för brukaren att gå även på plant underlag än vad som egentligen skulle behöva vara fallet och som resulterar i en förhållandevis snabb deformering av protesfoten som därför måste bytas förhållandevis ofta liksom använda skor som på grund av denna förhållandevis snabba defor-  
10 mering av protesfoten också förslits snabbt och ojämnt.

Syftet med föreliggande uppfinning är därför att åstadkomma en fotprotes eller en benprotes innehållande en protesfot som inte har de ovannämnda nackdelarna utan är så beskaffad, att den i allt väsentligt fungerar som en biologisk fot vad gäller  
15 gångbarheten på plant underlag, i med- och motlut och uppför och nedför trappor och som dessutom icke medför förslitningar i friska knä- och höftleder.

Detta uppnås genom att protesen enligt föreliggande uppfinning har erhållit de i patentkraven angivna kännetecknen.

20 I det följande beskrivs uppfinningen närmare under hänvisning till bifogade ritningar, på vilka fig. 1 visar föreliggande protesfot sedd underifrån, fig. 2 visar ett snitt genom protesfoten längs linjen II-II i fig. 1 och fig. 3 visar en sprängvy av föreliggande fotprotes.

25 I fotprotesen enligt uppfinningen ingår en styv, homogen kärna 1, företrädesvis av trä eventuellt med limfog och ilimmade pluggar 2 av trä eller annat likvärdigt material för undvikande av sprickbildning och liknande. Vid kärnans undersida är fäst en kropp av elastiskt material som bildar fotens tåparti 3 och  
30 fotsula 4 med häl 5, varvid skiljelinjen mellan tåparti 3 och fotsula 4 markeras med en linje 6. Övergången mellan tåpartiet 3 och kärnan 1 är så förlagd, att tåpartiet 3 innefattar en led motsvarande en tåled och som utgöres av böjligheten i det i tåpartiet använda, elastiska materialet, exempelvis gummi, gummi-  
35 blandning eller motsvarande plastmaterial, varvid i tåpartiet 3 använt material bör ha högre hårdhet än materialet i fotsulan 4 och hälen 5, exempelvis 40-80 Shore, företrädesvis 60 Shore, respektive 30-70 Shore, företrädesvis 40-50 Shore.

Den tåpartiet 3 och fotsulan 4 med hälen 5 innefattade kroppen  
40 är fast förbunden med kärnan 1 åtminstone fram till punkten A

- som i fig. 2 visas belägen rakt ovanför trampdynepartiets 7 bal-lenlinje B, omkring vilken foten viker sig vid gång och efter vilken fotsulan är välvd i sitt hålfotsparti 8 för att fotprotesen skall passa till alla typer av skor. Fotsulan 4 har vidare sin
- 5 undersida så utformad, att med protesfoten uppställd på ett plant underlag 9 skall nämnda linje B liksom hälen 5 undersida vara parallell med underlaget. Från punkten A är vid den på ritningarna visade utföringsformen av uppfinningen fotsulan 4 med sin häl
- 10 5 löst anordnad i förhållande till kärnan 1 och är med hälen 5 rörligt ansluten till kärnans bakre parti genom en inställningsanordning 10, med hjälp av vilken hälen 5 är inställbar i höjddled i förhållande till fotsulans trampdyneparti 7, varigenom möjliggöres för protesbäraren att använda skor med olika klackhöjd och att gå med protesen utan skor på normalt sätt.
- 15 Nämnda inställningsanordning 10 kan på i sig känt sätt innefatta en ställskruv 11 som är vridbart men ej axiellt förskjutbart infäst i en tryckupptagande och -fördelande, i eller vid hälen 5 förankrad platta 12 och sträcker sig genom en i kärnan 1 fast anordnad, invändig gängad hylsa 13. Ovanför denna sträcker sig
- 20 ställskruven 11 frigående upp genom ett hål 14 i kärnan 1 och är vid sin övre ände fast ansluten till en vridstyv tråd 15, exempelvis vajer, som är försedd med en vridknopp 16, med hjälp av vilken protesbäraren, utan att behöva böja sig, för hand kan vrida ställskruven och därmed förskjuta den tack vare det elastiska materialet i fotsulan relativt dess med kärnan 1 fast förbundna
- 25 tåparti 3 och trampdyneparti 7 svängbara hälen 5 från och mot kärnan 1 för inställning av densamma i avsett höjdläge i beroende av använd skos klackhöjd.
- I fig. 3 visas inställningsanordningen även innefatta en
- 30 låsbricka 17 som fastskruvad på den i kärnan 1 applicerade hylsan 13 befinner sig i ett skiljeplan 18 mellan två med varandra sammanfogade delar 19, 20 av kärnans bakre parti, varvid den övre delen 19 kan vara fastlimmad eller fastskruvad vid underdelen 20. Vidare visas i fig. 3 att ställskruven 11 vid sin undre ände
- 35 är försedd med en glidlagerfläns 21 för glidlagerlagrad anliggning mot en motsvarande glidlagerfläns 22 hos en i ett hål 23 i plattan 12 anordnad hylsa 24 samt är låst mot axiell förskjutning av en i plattans mot hälen 5 vända sida anliggande och i ställskruven inskruvad skruv 25.
- 40 Föreliggande fotprotes är vidare för fast anslutning av



- ett protesunderben försedd med en adapter 26, som är ledbart fäst vid protesfotens kärna 1 genom en ledanordning 27 med en styv, dvs. ej böjlig, ledpinne 28 sträckande sig genom ledanordningen och kärnan 1. Denna ledpinne skall bilda rätt vinkel
- 5 med underlaget 9 när den uppfinningsenliga protesfoten, korrekt inställd för gång, vilar med sitt trampdyneparti 7 och sin häl 5 mot underlaget 9, innebärande exempelvis att i fig. 2 visas protesfoten inställd för att bära en sko med en klackhöjd som motsvarar avståndet mellan hälundersidan och underlaget 9 minus
- 10 skosulans tjocklek vid fotsulans trampdyneparti 7. Ledpinnen 28, vars längdaxel sammanfaller i nämnda normalläge med längdaxeln hos adapters fästorgan 29 och det icke visade protesunderbenets med fästorganet 29 hopkopplingsbara fästorgan, är vidare så orienterad, att dess förlängda längdaxel skär fotsulans undersida
- 15 i dess mitt och denna skärningspunkt visas i fig. 1 tillsammans med fotsulan projicerad på underlaget och betecknas med C. Genom denna punkt C sträcker sig en linje D, som i fig. 1 visas sammanfalla med snittlinjen II-II och som skär ballenlinjen B under rätt vinkel och utvisar protesfotens "gångriktning", i förhållande
- 20 till vilken protesfoten är uppbyggd på avsett sätt med hänsynstagande till bärarens egenart, åtminstone vad gäller in- och uttåighet, och formad att passa till vanliga skor.
- Ledpinnen 28 sträcker sig utan glapp genom ett hål 30 i kärnan 1 och är vid sin nedre del gängad samt försedd med en
- 25 mutter 31 och en bricka 32 mellan muttern och kärnan 1. Muttern 31 är åtkomlig från fotprotesens fotsula genom ett i denna upptaget hål 33. Fäst ovanpå kärnan 1 är en stödvagga 34, vars övre längsgående kanter är avfasade snett nedåt-utåt och genom vilken ledpinnen 28 sträcker sig, företrädesvis utan glapp. Stödvaggan
- 30 kan vara utformad i ett stycke med kärnan 1 och behöver således inte utgöra en separat del. I stödvaggan 34 är anordnad en lagerkropp 35 av elastiskt material, exempelvis gummi eller motsvarande plastmaterial med en hårdhet av 60-100 Shore, företrädesvis 90 Shore, vilken kropp har sitt säte i stödvaggan 34, varvid sätesytorna, dvs. ledkroppens och stödvaggans mot varandra anliggande
- 35 ytor, inte behöver vara cirkulära, såsom visas på ritningarna, utan kan ha vilken som helst annan, inbördes överensstämmande form. Däremot skall lagerkroppens längdaxel vara anordnad i rätt vinkel i förhållande till fotens gångriktning och dess ovansida
- 40 skall vara bågformig och företrädesvis halvcirkulär för att sam-

verka med ett på motsvarande sätt och företrädesvis halvcirkulärt utformat överfall 36, som ingår som en del i adaptern 26 och anligga mot och uppbäras av lagerkroppen 35.

Ledpinnen 34 sträcker sig också genom ett hål 37 i lagerkroppen 35 samt genom ett hål 38 i överfallet 36, vilket senare hål är avlångt utformat i gångriktningen och kan ha större bredd än ledpinnens diameter. Tack vare detta i gångriktningen avlånga hål 38 i överfallet 36 möjliggöres mot verkan av mellan lagerkropp 35 och överfall 36 uppträdande friktionskrafter relativrörelse mellan adaptern 26 och protesfoten kring en axel som är parallell med ballenlinjen B och som ligger i krökningscentrum för lagerkroppens och överfallets mot varandra anliggande ytor, dvs. adaptern kan vrida sig framåt och bakåt i ett vertikalplan i gångriktningen.

För att ytterligare hämma denna rörelse är adaptern 26 på sin framsida och baksida försedd med utskjutande och stadgade stödflänsar 39 resp. 40, som även i det i fig. 2 visade normalläget anligger mot var sitt på protesfotens kärna 1 anordnat dämpningsorgan 41 resp. 42, vardera i form av elastiska plast- eller gummi-kuddar med en hårdhet av 40-70 Shore, företrädesvis 50-60 Shore. Så fort som adaptern 26 vrids, bjuder sålunda berört dämpningsorgan 41, 42 genom att komprimeras, motstånd som ökar med ökat rörelseutslag och medverkar sedan till att återföra foten till det i fig. 2 visade normalläget. Härvid erhålls inga abrupta stopp utan en successiv uppbromsning av rörelserna och i detta sammanhang har protesbärarens kroppsvikt och benstyrka stor betydelse.

För att eliminera denna betydelse är i enlighet med föreliggande uppfinning i det främre dämpningsorganet 41 på utbytbart sätt anordnad en tryckfjäder 43, vars fjäderkraft anpassas till protesbärarens vikt - desto tyngre person ju kraftigare fjäder. Fjädern 43 kan ligga försänkt i ett i kärnan upptaget, med skyddshylsa 44 försett hål 45, varvid fjädern kan vara försedd med styrtstift 46 vid sina mot hålbotten och stödflänsen 39 anliggande ändrar. Vidare är anordnat ett elastiskt bromsskikt 47 av gummi eller motsvarande plastmaterial med en hårdhet av 70-100 Shore, företrädesvis 90 Shore, och som hålls anliggande och tryckt mot överfallet 36 i adaptern 26 av en styv tryckbricka 48, som liksom bromsskiktet 47 genomgås utan glapp av ledpinnen 28 som med ett huvud 49 anligger mot tryckbrickan 48. Medelst ledpinnen 28 är således hela ledanordningen 27 sammanhållen och ledanordningens

ledbarhet och rörlighet är därmed reglerbar allt efter behov och anpassningsbar till protesbärarens vikt och benstyrka genom vridning av ledpinnens huvud 49 eller mutter 31.

Med detta uppfinningsenliga arrangemang uppnås även viss  
5 rörlighet i sidled genom att lagerkroppen 35 och bromsskiktet 47 är av eftergivligt material. Det elastiska bromsskiktet 47 bidrar i stor utsträckning till föreliggande protes unika funktion vad gäller möjligheten att gå även i medlut och motlut utan problem och utan att benet ens tenderar att vika sig. Vid gång i medlut  
10 sätts som bekant först hälen eller klacken i mot underlaget samtidigt som foten i övrigt inte får något stöd underifrån, innebärande att i isättningsögonblicket utsätts protesfoten underifrån för en uppåtriktad, av protesbärarens vikt avhängig kraft som ger ett transient vridmoment som vill vrida protesfoten nedåt  
15 mot underlaget och mot verkan av det bakre dämpningsorganet 42, vilket dock bjuder minst motstånd i början och kan därför till en början icke motverka nämnda vridmoment. Detta transienta vridmoment upptas emellertid enligt uppfinningen av det mot adaptorns överfall 36 anliggande bromsskiktet 47 tillsammans med den likaså mot  
20 överfallet 36 anliggande lagerkroppen 35 på ett så effektivt sätt, att protesbäraren upplever sin protesfot som om den vore en riktig fot, åtminstone vad gäller stadga och anpassad rörlighet.

På samma sätt fungerar bromsskiktet 47 och lagerkroppen 35 vid gång i motlut. Härvid verkar den av protesbärarens  
25 vikt avhängiga, uppåtriktade kraften på protesfotens trampdyneparti och resulterar i ett transient vridmoment som vill vrida protesfoten åt motsatt håll och mot verkan av det främre dämpningsorganet 41. Momentarmen blir härvid längre än den momentarm som erhålles vid isättning av hälen, men detta kompenseras till  
30 slut av den i det främre dämpningsorganet 41 anordnade, viktanpassade tryckfjädern 43. Dessutom kan också det främre dämpningsorganet 41 göras större och ges högre hårdhet än det bakre dämpningsorganet 42.

En annan viktig funktion för att få en fotprotes gångvänlig  
35 och gångriktig är frånskjutet i steget och denna funktion, som är direkt avhängig av den stagade och viktanpassade ledfunktionen hos föreliggande protes, finns också inbyggd i densamma och närmare bestämt i dess av elastiskt material bestående tåparti 3 genom att dess längd fram till kärnan 1 är anpassad till protesbärarens vikt och benstyrka och genom att materialet i tå-  
40

partiet 3 har högre hårdhet än i sulan 4. Vidare bör tåpartiet 3 ha välvd eller kupad ovansida som ger större motstånd mot böjning av tåpartiet än ett platt tåparti. I tåpartiet 3 är med andra ord inbyggt ett motstånd mot böjning som är anpassat till  
5 protesbärarens vikt och benstyrka och som den bromsade leden 27 förmår att klara av, så att tåpartiet 3 vid gång automatiskt böjer sig likt en riktig fot i "tåleden" mot verkan av det inbyggda motståndet som tas upp av den bromsade leden 27 utan att den vrider sig nämnvärt. När sedan foten börjar att lyftas från  
10 underlaget ges tåpartiet 3 möjlighet att återfjädra och därigenom åstadkomma det så för gång viktiga frånskjutet i steget. Anpassningen av tåpartiets längd fram till kärnan 1 illustreras med en streckad linje 50 i fig 2 och därav framgår entydigt att om tåpartiet avkortas och kärnan göres motsvarande längre ökar böjmotståndet i tåpartiet 3 och ett ökat böjmotstånd i tåpartiet  
15 krävs också efter en tids användning av en protes på grund av ökad benstyrka.

I protesfoten enligt föreliggande uppfinning finns inbyggda egenskaper som gör föreliggande protesfot unik i sitt slag och  
20 dessa egenskaper ligger i att föreliggande protesfot

står plant och stabilt på underlaget,

följer hela tiden gångriktningen, vilket eliminerar förslitningar i knä- och höftleder och förhindrar deformation av protesfoten,

25 har reglerbar häl så att protesbäraren kan använda sig av skor med olika klackhöjd.

är välvd i hålfoten för att passa till alla typer av skor, har tilltagen höjdskillnad mellan häl och ballenlinjen B

eller trampelinjen varigenom protesbäraren icke behöver klacka  
30 om sina skor allt för ofta

anpassar sig automatiskt vid gång i med- respektive motlut, har låg vikt, exempelvis 550 g vid storlek 41,

ger protesbäraren en möjlighet att själv välja sina skor

35 samt har anpassad hårdhet i sulan och hälen vilket gör att protesbäraren undviker rygg- och svankskador och dessutom får god balans under gång.

Föreliggande uppfinning är icke begränsad till det ovan beskrivna och på ritningarna visade utan kan ändras, modifieras och kompletteras på många olika sätt inom ramen för den i efter-  
40 följande patentkrav definierade uppfinningstanken.

-----

PATENTKRAV

1. Anordning vid en protes, vid vilken en protesfot och anslutande underben är inbördes förenade genom en led (27) som tillåter relativrörelse mellan protesfoten och underbenet under tilltagande motstånd från åtminstone på ömse sidor om leden anordnade dämpningsorgan (41,42), k ä n n e t e c k n a d av att leden (27) även före kontakt med något av de nämnda på ömse sidor om leden befintliga dämpningsorganen (41,42) är bromsad med en reglerbar till protesbärarens vikt anpassad kraft, vilken kraft är sådan, att den låser leden (27) mot rörelse vid böjning av protesfotens av företrädesvis elastiskt material bestående tåparti (3) under gång, varvid detta tåparti har i sig inbyggt ett till protesbärarens vikt och benstyrka anpassat böjmotstånd.

2. Anordning enligt krav 1, varvid fotprotesen innefattar en styv kärna (1), företrädesvis av trä, och en av denna uppburen kropp av elastiskt material som bildar protesfotens tåparti (3), fotsula (4) och häl (5), k ä n n e t e c k n a d av att ledens tvärgående ledaxel är parallell med fotsulans trampdyneparti (7) och tramp- eller ballenlinje (B) och att leden (27) innefattar en styv, i ett hål i kärnan (1) anordnad ledpinne (28), som bildar rätt vinkel med underlaget när protesfoten är gångriktigt inställd och vilar med sitt trampdyneparti (7) och häl (5) mot underlaget och som via leden (27) förbinder en underbensadapter (26) med protesfotens kärna (1), varjämte nämnda ledpinne (28) är anordnad i ett vertikalkplan som skär ballenlinjen (B) under rätt vinkel och utgör protesfotens gångplan eller -riktning.

3. Anordning enligt krav 2, k ä n n e t e c k n a d av att förutom ledpinnen (28) innefattar leden (27) en lagerkropp (35) företrädesvis av elastiskt material, och ett mot denna anliggande, i adaptern (26) utformat överfall (36) med mot lagerkroppen svarande form och som är försedd med ett i gångriktningen avlångt hål (38), genom vilket den i kärnan (1) oböjligt uppstapade ledpinnen (28) sträcker sig liksom genom ett i lagerkroppen (35) befintligt hål (37), varvid den leden (27) sammanhållande ledpinnen (28) är ställbart förenad med kärnan (1) för reglering av ledens ledbarhet och rörlighet i beroende av protesbärarens vikt och benstyrka.

4. Anordning enligt krav 3, k ä n n e t e c k n a d av att på ovansidan av överfallet (36) är anordnat ett med detta

samverkande bromsskikt (47), företrädesvis av elastiskt material, som också genomgås av och hålls tryckt mot överfallet (36) av ledpinnen (28).

5. Anordning enligt krav 3 eller 4, k ä n n e t e c k - n a d av att lagerkroppen är anordnad i en stödvagga (34) som är utformad som en del av kärnan (1) eller som en separat med kärnan (1) förbunden del.

6. Anordning enligt något av de föregående kraven, k ä n - n e t e c k n a d av att som bromshjälp är i det i gångriktningen framför leden (22) befintliga dämpningsorganet (41) anordnad en tryckfjäder (43) med en till protesbärarens vikt anpassad fjäderkraft.

FIG.1

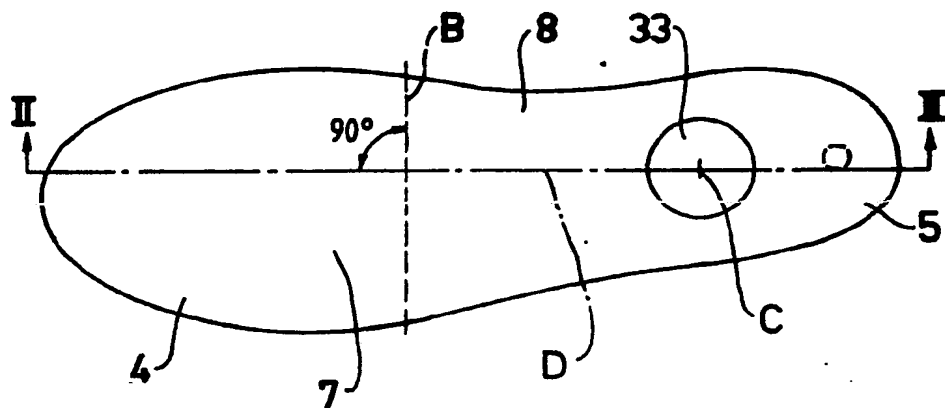


FIG.2

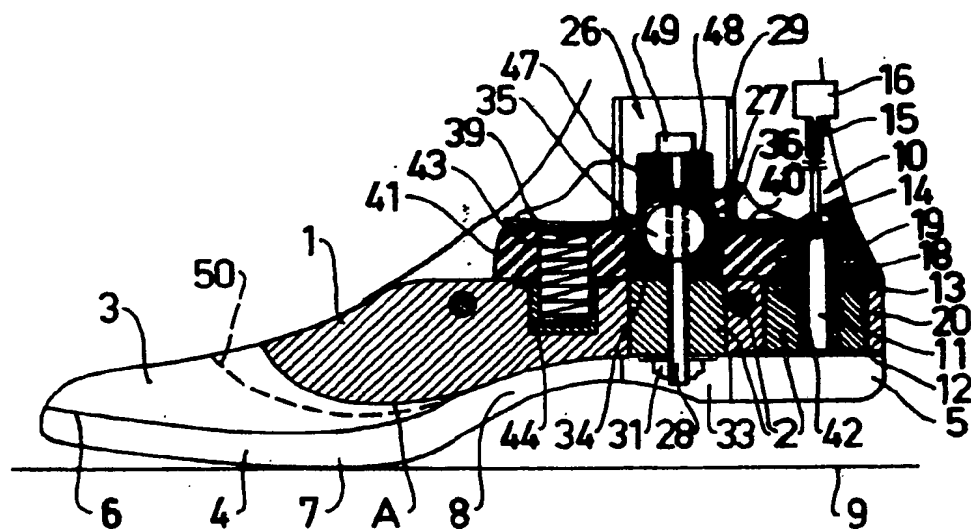


FIG.3

